Fortlaufende gleichzeitige Registrierung von Inhalationsnarcotica und Atem-Teilgasen am Menschen

von

Diethard Pfeiffer

aus Münster/Westf.

1963

Erlangen

1963 № 89

Aus dem Physiologischen Institut der Universität Erlangen-Nürnberg
Direktor: Prof. W. D. K e i d e l

FORTLAUFENDE GLEICHZEITIGE REGISTRIERUNG VON INHALATIONSNARCOTICA UND ATEM-TEILGASEN AM MENSCHEN.

Inaugural - Dissertation
zur
Erlangung der Doktorwürde
der
Hohen Medizinischen Fakultät
der
Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen - Nürnberg

Vorgelegt von
Diethard Pfeiffer
aus Münster/Westf.

Gedruckt mit Erlaubnis der Medizinischen Fakultät
der Universität Erlangen-Nürnberg

Referent: Prof. Dr. W. D. K e i d e l
Dekan: Prof. Dr. A. W i n d o r f e r

Tag der mündlichen Prüfung: 30. Juli 1963

In tiefer Dankbarkeit

m e i n e n E l t e r n

gewidmet.

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41536505_0078

Inhaltsverzeichnis

	Seite
A. Zur Geschichte der Analyse der Respirationsluft	1 - 5
B. Problemstellung	1 - 6
C. Methodik	7 - 14
1. zur Theorie der angewandten Methode	8 - 9
2. Beschreibung der Methode	9 - 10
3. Beschreibung der Teilgeräte	10 - 14
D.Ergebnisse	15 - 19
1. Eichung mit verschiedenen Kohlendioxyd-konzentrationen	15 - 16
2. Prüfung der Konstanz der Messung	16
3. Ergebnisse mit anderen Gasen	17 - 18
4. Exspiration ohne Kühler und Absorber	18 - 19
5. CO_2-Registrierung in der Exspirationsluft	19
E.Deutung der Ergebnisse	20 - 24
1. Einstellungszeit	20 - 21
2. Kurvenform	20 - 21
3. Zusammenhang zwischen Gaskonzentration und registrierten Amplituden	20 - 23
4. Respirationskurven	24
F.Vergleich des vorliegenden Verfahrens mit anderen bisher bekannten	25 - 27
G. Zusammenfassung	28 - 29
Literaturverzeichnis	30 - 32

A. Zur Geschichte der Analyse der Respirationsluft.

Das Bestreben, den Gaswechsel der Lunge quantitativ und qualitativ zu erfassen, ist relativ alt. Im Folgenden soll daher zuerst versucht werden, die Entwicklung der Gasanalyse in ihrer chronologischen Folge (soweit möglich) darzustellen.

Im Jahre 1680 bestimmte der Florenzer Mathematiker und Physiker Johannes Alphonso BORELLI (1) im Eigenversuch die Größe des Inspirationsvolumens.

1754 erkannte der Engländer Joseph BLACK (2) in Edinburgh, daß das ausgeatmete Gas mit dem Endprodukt der Verbrennung identisch sei. Den Nachweis erbrachte er durch Einleiten der Ausatemluft in Kalkwasser.

1845 berichtete Karl von VIERORDT (3) über die Physiologie des Atmens und die Ausscheidung des CO_2 über die Lunge. Zur quantitativen Bestimmung des CO_2-Gehaltes fing er die Ausatemluft in einem Glasballon, von ihm Exspirator genannt, über gesättigter NaCl-Lösung als Sperrflüssigkeit auf und füllte einen Teil davon in ein Anthrakometer - ein graduiertes Rohr von 1,5 m Länge und 228 cm^3 Rauminhalt, an dessen einem Ende ein Ballon mit 2442 cm^3 und an dessen anderem Ende ein Hahn angebracht ist - um, adsorbierte das CO_2 an Ätzkali und bestimmte die Volumenminderung.

1846 berichtete John HUTCHINSON (4) über ein Spirometer, das ihm erlaubte, das "vitale Atmungsvermögen" bestehend aus "Ergänzungsluft", "Atmungsluft" und "zurückgehaltener Luft" zu bestimmen. Es wurden damit Lungenfunktionsproben möglich. Aber man wußte sie nicht auszuwerten; denn man glaubte, aus diesen Rückschlüsse auf die Lebenserwartung ziehen zu können.

1905 schuf J. S. HALDANE (5) einen Apparat, der heute noch vielfach zur quantitativen Gasanalyse Verwendung findet. Es wird Hierbei ein bestimmtes Quantum des zu analysierenden Gases in einer Gasbürette abgemessen, indem man aus dieser nach unten das als Sperrflüssigkeit dienende Quecksilber langsam in ein Überlaufgefäß laufen läßt und dadurch die Luft oben in die Bürette saugt. Man drückt dann die abgemessene Luftmenge in ein geschlossenes Absorptionsgefäß, das mit Kalilauge gefüllt ist. Die Lauge kann dabei in ein Ausweichgefäß übertreten. Das CO_2 wird hierbei als

Karbonat gebunden. Hierauf wird das Restgas in die Bürette zurückgebracht und bei gleichem Druck mit der Außenluft (Quecksilber-Ausgleichgefäß) die Volumenminderung bestimmt. Anschliessend erfolgt die Absorption des O_2 an alkalische Pyrogallol-Lösung in gleicher Weise.

Wie wir sehen, war es jetzt möglich, die Ausatemluft sowohl quantitativ (Glockenspirometer) als auch qualitativ (chemische Gasanalyse) zu erfassen. Das Bestreben ging nun dahin, die Zusammensetzung der Ausatemluft in ihrer zeitlichen Folge zu analysieren. J. S. HALDANE und seine Mitarbeiter (6, 7) schlugen zu diesem Zwecke folgende Versuchsanordnung vor: eine Versuchsperson atmet über ein Rohr aus "indian rubber" von 4 inches Durchmesser und einer Länge von 4 feet, an dem in verschiedenen Abständen über Dreiwegehähne sog. sampling tubes angebracht sind, aus und verschließt mit der Zunge das Mundstück bis aus dem Rohr mit den "sampling tubes" Gasproben entnommen sind. Diese Proben werden der oben beschriebenen Gasanalysenapparatur zugeführt.

1913 erfuhr die bis dahin nur chemisch ausgeführte Analyse der Exspirationsluft eine Wandlung. Bei einem heute fast schon vergessenen Verfahren, das R. HEIM (8) vorschlug, wurden zum ersten Male physikalische Eigenarten der Gase zur Analyse benutzt. Die Interferometrie von R. HEIM nutzt die verschiedenen Brechungsindices der einzelnen Teilgase aus. Ein an einem Spalt erzeugtes Interferenzstreifenbild wird mit dem Fernrohr durch eine zweikammrige Gasbürette beobachtet. Durch einen in CO_2-Prozenten geeichten Kompensator wird die durch verschiedene Gaszusammensetzung - wasserfreie Ausatemluft, CO_2 entfernt - hervorgerufene Verschiebung der Streifenbilder wieder kompensiert und der Prozentsatz abgelesen.

1922 schlug A. V. HILL (9) ein bis dahin in der Technik vielfach verwandtes Verfahren zur Bestimmung des CO_2-Gehaltes von Rauchgasen für die Bestimmung des CO_2-Gehaltes der Ausatemluft vor. Dieses Verfahren beruht auf der unterschiedlichen Abkühlung, die ein Paar elektrisch geheizte Platinspiralen durch das zu untersuchende Gas und durch ein Kontrollgas erfährt. H. W. KNIPPING (10) benutzte dieses Verfahren zur Bestimmung des CO_2-Gehaltes der Alveolarluft.

Bahnbrechend für die automatischen Gasanalysen-Verfahren wurde 1932/33 der von H. REIN (11,12) eingeführte Gaswechselschreiber. Mit ihm wurde ein Registrieren über längere Zeit möglich. War bis dahin bei einem Experiment immer eine Person damit beschäftigt, Gasanalysen durchzuführen oder abzulesen und zu notieren, so übernahm dies nun der Gaswechselschreiber. Das Verfahren des Gaswechselschreibers beruht auf der unterschiedlichen Wärmeleitfähigkeit der Teilgase und auf der Temperaturabhängigkeit des elektrischen Widerstandes von Metallen, der bei bestimmten Legierungen ein ganz ausgeprägter ist. Die Messung beruht auf einem Vergleich zweier mit einer Batterie geheizten Platin-Iridium-Drähte in WHEATSTONE'scher Brückenschaltung. Der eine wird von dem zu untersuchenden Gasgemisch umspült, der andere Draht von dem Restgas nach Absorption des zu untersuchenden Teilgases. Mit diesem Schreiber ist eine fortlaufende Bestimmung z.B. des Respiratorischen Quotienten möglich, nicht aber ein Schreiben in einer zeitlichen Auflösung pro Atemzug durchführbar.

Um diesen Gaswechselschreiber zu Untersuchungen auch während der Ausatmungszeit benutzen zu können, unterteilte die Arbeitsgruppe GROSSE-BROCKHOFF, SCHÖDEL und HAMPEL (13) die Ausatemluft mit von einem kontaktgebenden Spirometer elektrisch gesteuerten Ventilen auf in Einzelportionen, die dann dem Gaswechselschreiber der Reihe nach zugeführt und registriert wurden.

1944 teilte H. REIN (14) ein Verfahren zur Bestimmung des CO_2-Gehaltes von Gasgemischen mit. Es beruht auf der magnetischen Suszeptibilität. Auf Grund der paramagnetischen Eigenschaften des Sauerstoffes ändert sich die Viskosität von Gasgemischen, die Sauerstoff enthalten, im Magnetfeld und somit auch der Strömungswiderstand dieses Gasgemisches. Wird nun in einer Kapillaranordnung - analog der WHEATSTONE'schen Brücke für elektrische Widerstände - der Strömungswiderstand mit einem Differentialmanometer untersucht, so zeigt sich ein linearer Zusammenhang zwischen dem O_2-Gehalt und dem Strömungswiderstand. Die Anwesenheit von CO_2 beeinflußt die Messung in quantitativ faßbarer Weise.

1948 berichteten R. W. STACY, J. A. HUNTER und F. A. HITCHCOOK (15) über ein für Fragen der Respirationsluft entwickeltes Massenspektrometer. Ein Teil der zu untersuchenden Ausatemluft

wird einer Hochvakuumröhre zugeleitet und von einem Elektronenstrom ionisiert. Durch ein elektrisches Feld werden diese Ionen beschleunigt und durch ein Magnetfeld entsprechend ihrer unterschiedlichen Masse verschieden stark abgelenkt. Die Ionen treffen dann auf diverse Auffänger auf und werden entsprechend ihrem Verhältnis Masse : Ladung ausgewertet. Mit diesem Gerät ist ein gleichzeitiges Analysieren der drei Teilgase N_2, O_2 und CO_2 in zeitlicher Auflösung pro Atemzug möglich.

1949 wandte R. C. FOWLER (16) das bis dahin nur in der Technik gebräuchliche Verfahren der Ultrarot-Absorption von K. F. LUFT (17) zur Registrierung des CO_2-Gehaltes der Ausatemluft an. Hierbei werden die "Wärmestrahlen" zweier in Serie liegender Heizspiralen, unterbrochen durch eine rotierende Sektorenscheibe, durch die Analysen- und durch die Vergleichskammer geschickt. Das zu untersuchende CO_2-haltige Gas absorbiert nun Wärmestrahlen stärker als das Vergleichsgas. In den durch einen Membrankondensator getrennten nachgeschaltenen Meßkammern werden die periodischen Erwärmungen zu Druckschwankungen. Die dadurch am Membrankondesator hervorgerufenen Kapazitätsänderungen bzw. die dadurch bedingten Wechselströme werden elektrisch verstärkt, gleichgerichtet und einem entsprechenden Registriersystem zugeführt. Dieses Verfahren ist inzwischen als URAS (Ultrarot-Absorptions-Spektrograf) von der Industrie für die Klinik übernommen worden.

1950 beschrieben A. FAULCONER und R. W. RIDLEY (18) ein Verfahren zur fortlaufenden Registrierung verschiedener Gase mittels akustischer Meßkammer im Hörfrequenzbereich. Es beruht auf der unterschiedlichen Schallausbreitungsgeschwindigkeit. In der Meßkammer sind ein Schallgeber (Lautsprecher) und ein Empfänger (Mikrophon) einander gegenüberliegend angeordnet. Sie sind mit Ein- bzw. Ausgang eines Niederfrequenzverstärkers verbunden. Die durch akustische Rückkopplung in der Kammer entstehende Frequenz, unterschiedlich wegen der verschiedenen Ausbreitungsgeschwindigkeit der Schallwellen in den einzelnen Gasen, im Vergleich zu einer Festfrequenz ist ein Maß für die Konzentration oder die Konzentrationsänderung der einzelnen Teilgase.

1953 schlug W. D. KEIDEL (19) ein weiteres Verfahren zur fortlaufenden Registrierung des CO_2-Gehaltes der Ausatemluft mit akustischer Meßkammer, nun aber im Ultraschallbereich, vor. Es beruht auf einem im Vergleich zu anderen Teilgasen größeren Schallabsorptions-Koeffizienten des Kohlendioxyds bei seiner mechanischen Optimalfrequenz. Ein von einem magnetostriktiven Schallgeber (Nickel) ausgehendes Ultraschallfeld durchsetzt die Meßkammer. Die Ultraschallwellen werden von einem diesem Schallgeber gegenüber angeordneten Quarz wieder in elektrische Schwingungen umgewandelt, welche verstärkt und gleichgerichtet werden. Das erhaltene Gleichspannungspotential wird einem Spiegelgalvanometer zugeführt. Die Ausschlagänderungen dieses Galvanometers - entsprechend den Absorptionsverhältnissen in der Meßkammer - werden mittels Spaltlampe und Photoschicht fortlaufend festgehalten.
Wenn auch in den letzten Jahren zu den einzelnen automatischen Analysenverfahren verschiedene technische Verbesserungen angegeben wurden (20,21), so hat sich doch an ihren Grundprinzipien wenig geändert.

B. Problemstellung.

Aufgabe der vorliegenden Arbeit war es, festzustellen, ob es möglich ist, Fremdgase, die in der Atemluft unter den verschiedensten klinischen Bedingungen - wie z.B. bei der Inhalationsnarkose - vorkommen können, in guter zeitlicher Auflösung mit ein und derselben Apparatur, analog dem Vorgehen bei Bestimmung des CO_2-Gehaltes, fortlaufend zu registrieren. Bei den zu untersuchenden Gasen und Stoffen in ihrer Gasphase (Inhalationsnarcotica) handelt es sich meist oder fast ausschließlich um drei- oder mehratomige Gase.

Mit den bekannten, auf den eingangs geschilderten Prinzipien beruhenden Geräten ist zwar ein spezifisches Registrieren einer Gaskomponente möglich, nicht aber ein gleichzeitiges Registrieren verschiedener Gase, die zusammen in der Atemluft enthalten sind. Auch im Infrarot liegen die zugehörigen Absorptionsbanden hinsichtlich der Anaesthesiegase und der Atemgase ungünstig. Die Physik des Ultraschalles versprach hier bessere Ergebnisse.
Es galt daher, einen Weg zu finden, der eine oder mehrere gemeinsame physikalische Eigenschaften der zu untersuchenden Gase ausnutzt. Diese Eigenschaften sollen aber für die einzelnen Gase spezifisch genug sein, um sie sinnvoll von einander trennen zu können.

Speziell sind an ein derartiges Verfahren folgende Forderungen zu stellen: Ein einfacher übersichtlicher Aufbau soll neben hoher Nullpunktskonstanz und ausreichender Empfindlichkeit mit genügender zeitlicher Auflösung ein den tatsächlichen Gegebenheiten entsprechendes Registrieren ermöglichen.

C. Methodik

1. Zur Theorie der angewandten Methode.

Alle Stoffe haben in ihrer gasförmigen Phase die folgenden physikalischen Eigenschaften gemeinsam: In ihnen breitet sich der Schall mit charakteristischer Geschwindigkeit aus und sie absorbieren Energie durch erzwungene Eigenschwingungen und Bewegungen der Moleküle bei einer bestimmten spezifischen mechanischen Eigenfrequenz.

Zunächst soll daher die Schallausbreitung untersucht werden. Die Schallausbreitungsgeschwindigkeit ist abhängig von Druck, Temperatur und Zusammensetzung des Gases. Die beiden Parameter Druck und Temperatur lassen sich durch geeignete physikalische Maßnahmen konstant halten, während die unterschiedliche Ausbreitungsgeschwindigkeit zu Meßzwecken verwendet werden kann (18).

Untersucht man den Schallabsorptionskoeffizienten, so zeigt sich folgendes: Je größer die Gasmoleküle sind, um so größer ist dieser Koeffizient (24). CO_2 und N_2 oder O_2 liegen hier um eine Zehnerpotenz auseinander. Zum anderen weisen die Absorptionskoeffizienten ein frequenzabhängiges Maximum auf, sodaß damit zwei weitere Parameter zur Unterscheidung der einzelnen Gase gegeben sind.

Aus Gründen der besseren Übersicht sollen die physikalischen Eigenschaften der einzelnen reinen Gase wie sie der Literatur entnommen wurden in der folgenden Tabelle zusammengefaßt werden.

Tabelle 1

Gas	Schallgeschwindigkeit nach A. FAULCONER, R. W. RIDLEY (18)	Absorptionskoeffizient nach BERGMANN (24) R.W. LEONHARD (22) E.F. FRICKE (23)	Absorptionsmaximum bei	
	m/sec	μ_{max}	kHz	
Luft	337,8	-	-	
N_2	337,8	$1,65 \cdot 10^4$cm	4,5	
O_2	317,2	$1,81 \cdot 10^4$cm	6,0	KNESER, KNUDSEN(25)
CO_2	258,0	$20,70 \cdot 10^4$cm	20,0	E.F.FRICKE
			60,0	L.BERGMANN
			99,5	E.GROSSMANN
N_2O	261,8	$34,5 \cdot 10^4$cm	153,0	E.F.FRICKE
Aetherdampf	179,2			

Dimension von μ_{max} vergleiche L. BERGMANN (24)!

Aus dem in obiger Tabelle dargestellten unterschiedlichen Verhalten der Gase im Schall- bzw. Ultraschall-Feld ist ersichtlich, daß jedem Gas bestimmte Größen in Bezug auf Wellenlänge, Absorptionskoeffizienten und frequenzabhängigen Absorptionsmaximum zugeordnet sind.

Dabei verschiebt sich aber die Frequenz, bei welcher die einzelnen Gase (als Reingase) ihr Absorptionsmaximum haben, durch Zugabe von anderen Gasen (KNUDSEN, KNESER (15); KNUDSEN, FRICKE (27)). Bei Addition z.B. von 1 % Wasserdampf zu reinem Gas verschiebt sich das Maximum der Absorption bei Kohlensäure von 60 kHz nach 2250 kHz und bei Stickoxydul von 153 kHz nach 427 kHz. Die Verschiebung ist hierbei der Konzentration des Fremdgases proportional. Ferner sei erwähnt, daß die Schallausbreitungsgeschwindigkeit eine, wenn auch geringe, Abhängigkeit von der Schallfrequenz, also eine Dispersion, zeigt und zwar in der Weise, daß die Ausbreitungsgeschwindigkeit bei der Frequenz, bei welcher das Gas ein Maximum der Absorption zeigt, am geringsten ist (22).

Alles in Allem können die Parameter Schallausbreitungsgeschwindigkeit, Absorptionskoeffizient und Frequenzabhängigkeit desselben zur Messung eines Gases nach Art und Konzentration herangezogen werden, wenn es gelingt, die anderen Parameter durch geeignete physikalische oder chemische Maßnahmen (Kühler, Absorber für Wasserdampf und kontinuierlicher Strom durch Pumpe) konstant zu halten.

2. Beschreibung der Methode.

Bei dem vorliegenden Verfahren zur fortlaufenden Registrierung verschiedener drei- oder mehratomiger Gase, die in der Ausatemluft vorkommen können, wie CO_2, Aceton, Aethylalkohol, Inhalationsnarcotica (Aether, Fluothane), wird als Schallgeber eine $BaTiO_3$-Platte mit einer variablen Frequenz durch einen HF-Generator zur Dickenschwingung angeregt (Ferroelektrisches Verhalten des Bariumtitanates, L. A. PETERMANN (28)). Ein von dieser Platte ausgehendes stehendes Ultraschallfeld durchdringt die Meßkammer und trifft auf eine ihr gegenüberliegende zweite $BaTiO_3$-Platte, die den auftreffenden Ultraschall wegen ihres piezoelektrischen Verhaltens wieder in HF wandelt (Transducer nach (28)). Diese HF wird mittels eines HF-Meßverstärkers zu einem Gleichspannungspotential verarbeitet, das durch einen Gleichspannungsverstärker weiterverstärkt, einem elektromagnetischen Schreibsystem zugeführt wird.

Wird nun ein zu untersuchendes Gasgemisch durch die Meßkammer geleitet, so treten die folgenden Veränderungen des Schallfeldes ein:

1. Dämpfung des Gebers durch geänderte Strahlungsbedingungen und somit eine Minderung der Amplitude. Dieser Effekt ist sehr klein und konnte durch eigene Versuche nachgewiesen werden.
2. Entzug von Ultraschallenergie durch Absorption, die auf einer erzwungenen Eigenschwingung der Moleküle und einer Dispersion an denselben beruht (L. BERGMANN (24)).
3. Positive oder negative Wellenlängenänderung, die durch unterschiedliche Schallausbreitungsgeschwindigkeit hervorgerufen wird (s. Tabelle). Daß dieser Effekt bei der Messung eine wesentliche Rolle spielt, konnte mittels

Kathodenstrahl-Oscillographen über LISSAJOUS-Figuren (X-Ablenkung durch HF-Generator, Y-Ablenkung durch Empfänger-HF) bei abwechselnder Beschickung der Meßkammer mit Luft und 10% CO_2-Luft-Gemisch nachgewiesen werden.

Zur Verarbeitung der obigen Veränderungen dienten die im Folgenden beschriebenen elektronischen Geräte.

3. Beschreibung der elektronischen Geräte.

Der Sender (HF-Generator)

Die gewünschte Hoch-Frequenz (HF) wird mit einer selbsterregenden Gegentaktschaltung, die erfahrungsgemäß eine hohe Frequenz- und Amplituden-Konstanz aufweist, erzeugt. Diese HF wird einer Leistungsstufe zugeführt. Die Frequenz ist von einer L- und C-Last des Ausganges unabhängig. Der Sender wird von einem eigenen Spannungs-stabilisierten Netzteil versorgt (Netzteil II). HF-Leistung: 5 Watt; HF-Spannung: 100 V_{ss}; F = 60-220 kHz.

Der Gleichspannungsverstärker

"Direkt gekoppelte Gleichspannungsverstärker werfen das Problem der Nullpunktkonstanz auf, sei es, daß sie bis zur unteren Frequenzgrenze 0 konstante Verstärkung besitzen sollen, sei es, daß sie extrem kleine Gleichspannungen (Ladungen) verstärken müssen." (W. GRUHLE (29))

Bei dem hier vorliegenden Verstärker wurde daher die Bandbreite der linearen Verstärkung auf den Bereich zwischen 0 und 20 Hz beschränkt. Der Verstärkungsfaktor für höhere Frequenzen ist größer (z.B. bei 300 Hz um 50 %, was aber wegen der Trägheit des Schreibsystems, dessen Eigenfrequenz bei ca. 100 Hz liegt, nicht von Bedeutung ist.

Es handelt sich um einen dreistufigen in Spannungsteilerschaltung arbeitenden Verstärker, der nach der 1. Stufe über eine Phasenumkehrstufe im Gegentakt-Betrieb arbeitet. Bei einer maximalen Verstärkung von 1500-fach zeigt der Verstärker gute Eignung. 12 mV ergeben einen Ausschlag von 15 mm des Schreibers. Der Restbrumm am Verstärkerausgang beträgt 50 mV. Die

Nullpunktkonstanz, gemessen 30 Minuten nach Einschalten des Gerätes, über 6 Stunden beträgt für den isoliert arbeitenden Verstärker ± 0,5 mm und mit angeschlossenem HF-Meßverstärker unter Betrieb der Meßkammer ± 2 mm, ermittelt bei Stillstand des Schreibpapiers.

Gleichspannungsverstärker und HF-Meßverstärker werden von dem im Folgenden beschriebenen Strom-Spannungs-stabilisierten Netzteil versorgt.

Strom-Spannungs-stabilisiertes Netzteil (Netzteil I)

Ein vom Lichtnetz gespeister Transformator liefert die erforderlichen Wechselspannungen. Für die Serienheizung der Röhren von Gleichspannungsverstärker und HF-Meßverstärker werden 250 V nach GRAETZ gleichgerichtet, mit hohen Kapazitäten (3 x 50 µF) und hohen Induktivitäten (2 x 16 Hy) gesiebt und über einen Urdox-Widerstand den Röhren zugeführt (Restbrumm: 10 mV bei 230 V=). Für die Anodenstromversorgung werden 2 x 300 V im Zweiwegverfahren mit Röhren gleichgerichtet, mit hohen Kapazitäten und Induktivitäten (w.o.) gesiebt, einer rückwärtsregelnden Spannungsstabilisierungsstufe zum einen, und zum anderen über einen Hochlastwiderstand einer Stabilovoltröhre zugeführt. Für die negative Spannungsversorgung werden die oben genannten 2 x 300 V mit Selen-Gleichrichtern im Zweiwegverfahren gleichgerichtet, mit Widerständen und hohen Kapazitäten (3 x 50 µF) gesiebt und ebenfalls durch eine Stabilovoltröhre konstant gehalten. Die so erhaltenen Spannungen -150, +150 stab.V und 275 astab.V versorgen den Gleichspannungsverstärker, während die über die Regelstufe erhaltenen +200 stab.V dem HF-Meßverstärker dienen. Der Restbrumm beträgt bei -150 V und +150 V 2 mV und liegt gegenphasig, bei +200 V 5 mV.

Das Schreibsystem.

Es wird ein elektromagnetisch-mechanisches Schreibsystem für Wachspapier aus einem Siemens CARDIOSTAT verwendet, dessen Papiervorschub durch Untersetzung auf 2,5 bzw. 5 mm/sec gebracht wurde. Die folgenden Abbildungen zeigen den Aufbau der Apparatur.

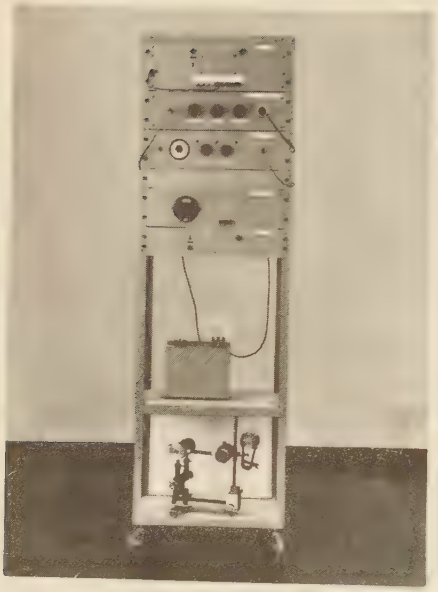

Abb. 1:
Ansicht der Apparatur

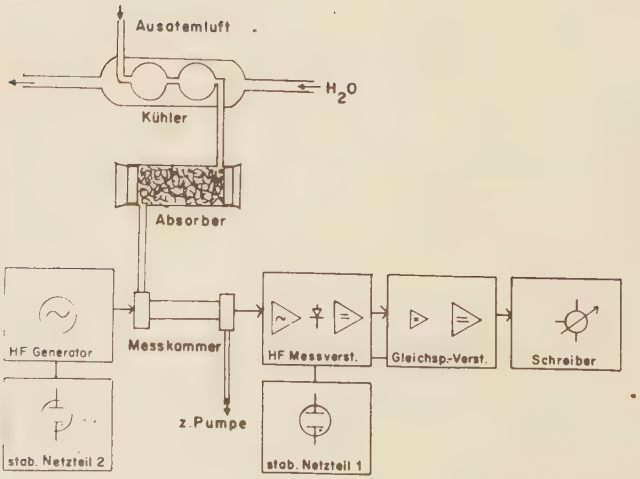

Abb. 2:
Blockschaltbild des Gerätes

Beschreibung der Meßkammer.

Anfängliche Versuche mit zwei konzentrischen Zylindern aus Bariumtitanat waren zum Scheitern verurteilt, da sich der Abstand nicht variieren läßt, so verlockend die Anordnung auch wegen der möglichen laminären Strömung erschien. Bei der endgültigen Meßkammer sind zwei $BaTiO_3$-Platten der Firma Siemens-Schuckert AG vom Typ 486.3804.051 in speziellen Halterungen auf einem optischen Schlitten einander planparallel konzentrisch achsengerecht angeordnet. Durch ein Stück Faltenschlauch zwischen beiden Halterungen, die mit Schrauben mit Feingewinde gegen den Druck einer Hartgummifeder zwischen den beiden Halterungen auf den notwendigen Abstand gebracht werden, wird die Kammer geschlossen. Weitere Einzelheiten sind den beigefügten Abbildungen zu entnehmen.
(Abb. 3 und 4).

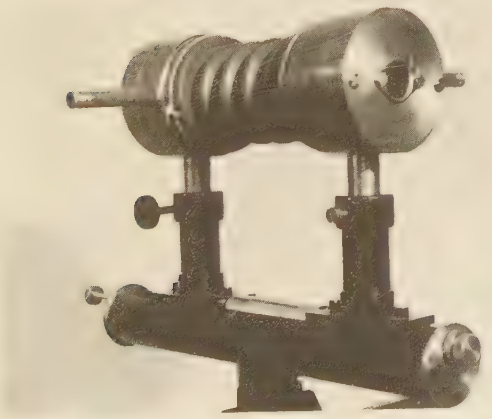

Abb. 3:
Ansicht der akustischen Meßkammer

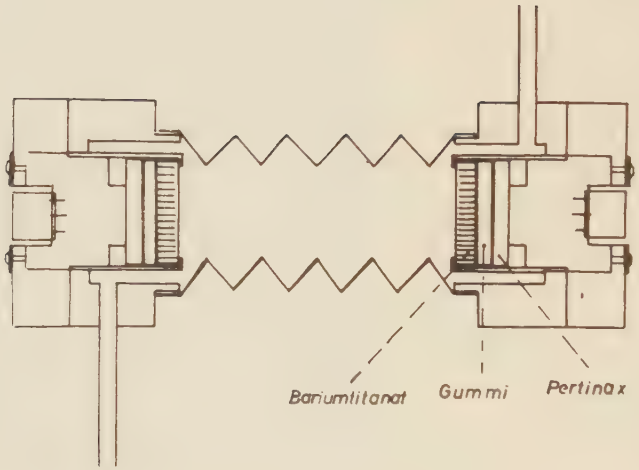

Abb. 4:
Längsschnitt durch die ultra-akustische Meßkammer.

Die in der Meßkammer entstehende turbulente Strömung ist wegen der guten Durchmischung der Gase erwünscht.
Der Meßkammer vorgeschaltet ist ein Absorber mit Calcium-Chlorid, dem ein Wasserkühler vorgelegt ist. Dieses Absorbersystem dient der Bindung des Wasserdampfes (vgl. W. D. KEIDEL (30)), der in der Ausatemluft enthalten ist.

> Bemerkung: Der Wasserkühler wird durch PELTIER-Zellen ersetzt werden, um ortsunabhängig zu werden, sobald solche in geeigneten Dimensionen im Handel erhältlich sind.

Zur Förderung der Gasgemische durch die Meßkammer wurde ein Staubsauger in Nebenschluß als Pumpe benutzt. Die Förderleistung durch die Meßkammer betrug normalerweise 2,5 l/min.

D. Ergebnisse

1. Eichung für CO_2

Die Eichung erfolgte wie bei W. D. Keidel (30) angegeben: aus einem mit reinem CO_2 gefüllten DOUGLAS-Sack wurde mit einer 25 ml Rekordspritze ein definiertes Volumen CO_2 entnommen, in einem ERLMEYER-Kolben (2 Liter) mit Frischluft gemischt, sodaß CO_2-Frischluft-Gemische von 1%, 2%, 3%, 4% und 6% entstanden. Es wurde nun über einen Dreiwegehahn bei laufender Pumpe abwechselnd Frischluft und Gemisch durch die Kammer gesaugt. Das Ergebnis bei maximaler Empfindlichkeit zeigt die Abbildung 5.

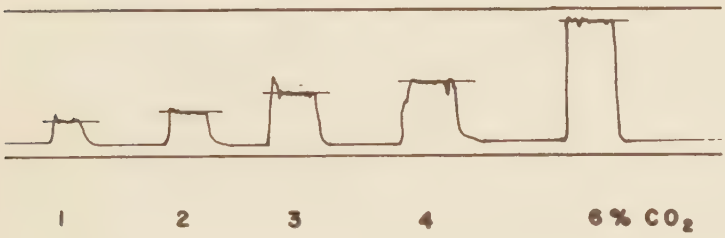

Abb. 5:
zeigt die Eichkurven für CO_2 bei maximaler Empfindlichkeit der Apparatur mit Wasserkühler und $CaCl_2$-Absorber bei 5 mm/sec Papiervorschub und erhöhter Förderleistung der Pumpe.

Um den schädlichen Tot-raum bei der Messung zu kompensieren, wurde die Förderleistung der Pumpe um ein wesentliches erhöht. Der Totraum des Schlauch- und Absorbersystems beträgt 160 cm^3. In den folgenden Versuchen herrscht wieder normale Förderleistung der Pumpe von 2,5 l/min.

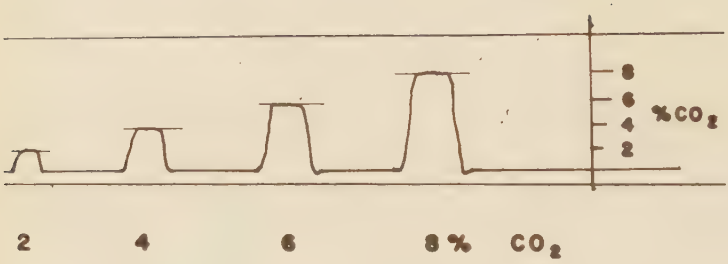

Abb. 6:
Eichkurven für CO_2 bei der normalen (= Arbeits-)Empfindlichkeit der Apparatur, vorgeschaltetem Absorbersystem und normaler Förderleistung der Pumpe.

2. Prüfung der Konstanz der Messung für CO_2

Um die Konstanz der Meßgenauigkeit der Apparatur zu zeigen, wurde in einem größeren Gefäß ein 2%-iges CO_2-Frischluft-Gemisch hergestellt und in der bereits beschriebenen Weise abwechselnd mit Frischluft in die Meßkammer geleitet. Das Ergebnis des Versuches zeigt die Abbildung 7.

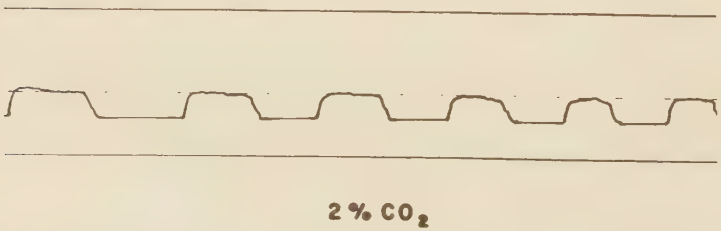

Abb. 7:
zeigt die erhaltene Kurve bei abwechselnder Beschickung der Meßkammer bei vorgelegtem Absorbersystem mit Frischluft - 2% CO_2 - Frischluftgemisch.

3. Ergebnisse mit anderen Gasen.

Bei Zugabe von verschiedenen Stoffen wie Aceton, Aether, Aethylalkohol und Fluothane zu Frischluft war bei relativ niedrigen Konzentrationen eine Anzeige am Registrierinstrument reproduzierbar möglich. Die Kurven Frischluft zu Frischluft-Fremdgasgemisch zeigen die folgenden Abbildungen (Abb. 8 - 11). Es wurde dabei mit vorgeschaltetem Kühler ohne $CaCl_2$-Absorber gearbeitet (Totraum 30 cm^3).

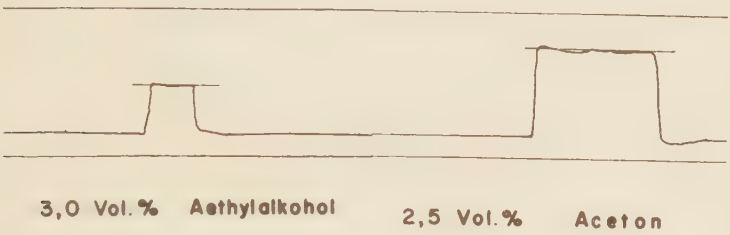

Abb. 8:
3 Gas-Vol% Aethylalkohol zu Frischluft

Abb. 9:
2,5 Gas-Vol% Aceton zu Frischluft

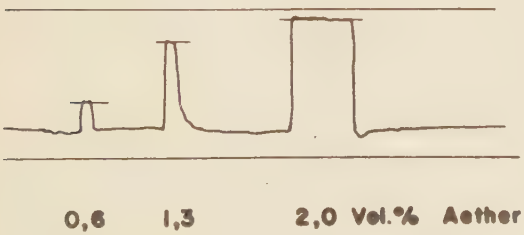

Abb. 10:
Eichkurve Aether-Frischluft-Gemisch mit den angegebenen Prozentzahlen (Vol% des Gases)

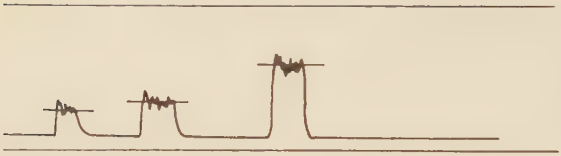

Abb. 11:
Eichkurven von den angegebenen Gas-Volumen-Prozenten Fluothane zu Frischluft

4. Exspiration ohne Kühler und Absorber.

Wurde die Exspirationsluft einer gesunden Versuchsperson durch die Meßkammer - ohne Absorbersystem - geleitet, so ergab sich das folgende Bild.

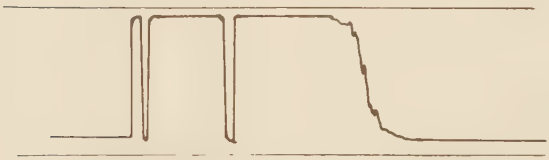

Abb. 12:
Drei Atemzüge ohne Absorbersystem

Die schlecht zu deutende Kurve ist das Ergebnis vieler Parameter, von denen eingangs gesagt wurde, sie müßten konstant gehalten werden. Temperaturänderung (Exspirationsluft-Frischluft), fragliche Druckschwankungen und vor allem die erhöhte Wasserdampfspannung in der Exspirationsluft haben den Verlauf der Kurve beeinflußt.

5. CO_2-Registrierung in der Exspirationsluft.

Die Exspirationsluft einer gesunden Versuchsperson wurde in der folgend angegebenen Weise durch die Meßanordnung mittels Pumpe gesaugt. Eine Atemmaske (Gasmaske) wurde mit zwei kurzen Rohransätzen und Ventilen in der Weise versehen, daß über den einen Ansatz inspiriert und über den anderen exspiriert wurde. Im Ansatz der Exspiration endet die Schlauchleitung, die zur Meßkammer führt.
Das Ergebnis eines auf diese Weise durchgeführten Apnoe-Versuches veranschaulicht die Abbildung 13.

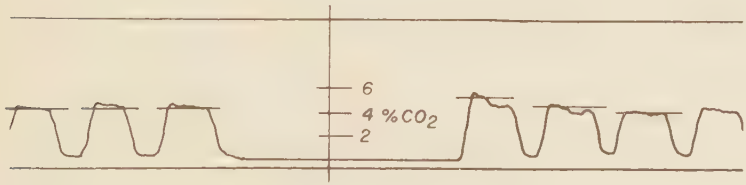

Abb. 13:
Apnoe-Versuch (vgl. Text!)

E. Deutung der Ergebnisse.

1. Die Einstellzeit

Von entscheidender Bedeutung für den Wert des beschriebenen Verfahrens ist die Größe der Einstellzeit. Zunächst soll deshalb definiert werden, was unter Einstellzeit schlechthin verstanden wird:

> Einstellzeit ist demnach die Zeit, welche bei sprunghafter Änderung der zu registrierenden Größe auf einen anderen konstanten Wert durch das registrierende System bis zur vollen Anzeige benötigt wird. Oder mit anderen Worten: Es ist die Zeit, welche bei Änderung der zu messenden Größe vergeht, bis Vollausschlag des Anzeigeinstrumentes erreicht ist.

Bei der Einstellzeit muß wiederum die relative von der absoluten unterschieden werden.

> Die absolute Einstellzeit ist die Zeit, die bei sprunghafter Änderung des Mediums innerhalb des messenden Systems bis zur Anzeige des zugehörigen Vollausschlages vergeht.

Die relative Einstellzeit kommt durch zusätzliche Größen vor dem Meßsystem zustande. Sie entsteht im vorliegenden Falle durch die vom Totraum vor der Meßkammer bedingte Mischluft. Der Totraum ist abhängig vom Volumen der Schlauchleitung von Versuchsperson zur Meßeinrichtung (Kammer und Absorbersystem) und dem Totraum des Absorbersystems. Ferner ist die relative Einstellzeit abhängig von der Förderleistung der Pumpe. Je größer die Förderleistung der Pumpe ist, umso weniger wirkt sich der schädliche Totraum auf die Einstellzeit aus. Die Förderleistung ist aber begrenzt. Um nämlich die H_2O-Dampfspannung annähernd konstant zu halten, d. h. eine genügende Absorption an $CaCl_2$ zu erreichen, darf eine optimale Strömungsgeschwindigkeit nicht überschritten werden. Das gilt auch für die Temperaturkonstanz und den Kühler. Letzterer soll die H_2O-Dampfspannung herabsetzen und somit die nachfolgende Absorption an das $CaCl_2$ fördern, und die Temperatur der der Meßkammer zugeführten Gase annähernd, d. h. in relativ weiten Grenzen, konstant halten.

Im folgenden soll auf die physikalisch unvermeidbare Zeitverspätung eingegangen werden. Sie ist einerseits eine Funktion

der Förderleistung der Pumpe und andererseits des Totraumes (Schlauchleitungen von Versuchsperson zur Meßeinrichtung). Die nachfolgende Abbildung soll diesen Zusammenhang in Bezug auf die relative Einstellzeit und die Zeitverspätung schematisch veranschaulichen (Abb. 14).

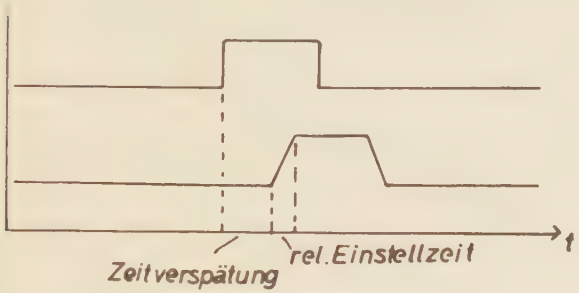

Abb. 14:
vgl. Text!

Bei der vorliegenden Apparatur wurde die relative Einstellzeit mit 0,5 sec bei normaler Förderleistung der Pumpe ermittelt. Die absolute Einstellzeit wurde annähernd durch direkte Beschikkung der Meßkammer (ohne Kühler und Absorber) mit einem 10% CO_2-Frischluftgemisch aus einem DOUGLAS-Sack mit 0,015 sec. bestimmt. Die gesamte Zeitverspätung betrug bei den verwandten Schlauchlängen bis zu etwa 1,5 sec.

2. Die Kurvenform.

Sieht man sich die gewonnenen Eichkurven (Abb. 5, 6, 10, 11) in Bezug auf ihre Form an, so weisen sie bei rechteckartiger Beschickung der Meßkammer Trapezform auf. Diese kommt, wie leicht einzusehen ist, durch die Vermischung des Eichgases mit dem Restgas aus dem Totraum zustande.
Die Zeit des Kurvenanstieges ist mit der relativen Einstellzeit identisch.
Die Kurven weisen ferner eine feine Zähnung auf. Dafür kommen

folgende Faktoren in Betracht:

1. Das Eichgas war nicht homogen durchmischt.
2. Durch die Turbulenz herrschen in der Meßkammer Druckschwankungen.
3. Temperaturunterschiede zwischen Frischluft und Eichgas wirken sich in der Meßkammer störend aus.

Tatsächlich kommen Temperaturunterschiede für die Zähnung der Kurven nicht in Frage, da sich Temperaturschwankungen innerhalb der Meßkammer vorwiegend auf die Nullpunktskonstanz auswirken und diese als ausreichend befunden wurde.

Druckschwankungen durch Turbulenz innerhalb der Meßkammer sind zwar sehr wahrscheinlich, dürften aber bei der Messung keine wesentliche Rolle spielen und für die Zähnung nicht verantwortlich sein, da in diesem Falle 1. die Nullinie die gleiche Zähnung aufweisen müßte und 2. diese Zähnung bei allen Kurven im gleichen Ausmaß auftreten müßte.

Es bleibt demnach nur die Konzentrationsänderung innerhalb des Eichgases als Ursache übrig. Dies ist gleichbedeutend damit, daß keine homogene Durchmischung zwischen Frischluft und Eichgasanteil, bzw. Stoff in seiner gasförmigen Phase, zustandekommt. Für diese Deutung spricht vor allem, daß die Zähnung bei den Eichkurven für Fluothane und Aether besonders stark ist, während sie bei kleineren Molekülen kaum mehr zu bemerken ist.

3. Zusammenhang zwischen der Gaskonzentration und der registrierten Amplitude.

Bei der Aufnahme der Eichkurven mit den bei Zimmertemperatur flüssigen Stoffen wie Fluothane, Aether, Aceton und Aethylalkohol wurde einheitlich folgendermaßen vorgegangen:

Auf eine bestimmte Menge Frischluft wurde mittels Impfspritze (1 ml) eine definierte Menge flüssiger Substanz bekannter Temperatur gegeben. Aus dem spezifischen Gewicht, dem Normalvolumen und den Gasgleichungen erfolgte die Umrechnung auf das Gasvolumen.

Wie eingangs gefordert, soll zwischen der Konzentration des untersuchten Gases und der registrierten Amplitude ein möglichst linearer Zusammenhang bestehen, zumindest in dem Bereich, der für die praktische Anwendung in Frage kommt.

Wie aus den Eichkurven für CO_2 ersichtlich, trifft dies auch weitgehend zu. Es ergaben sich bei normaler Empfindlichkeit der Apparatur die folgenden Ausschläge (vgl. Abb. 6):

Konzentration	Ausschlag		Differenz
2% CO_2	5,0 mm		
4% CO_2	9,5 mm	)	4,5 mm
6% CO_2	14,0 mm	)	4,5 mm
8% CO_2	19,0 mm	)	5,0 mm

Bei maximaler Empfindlichkeit erhält man folgende Werte (vgl. Abb. 5):

Konzentration	Ausschlag		Differenz
1% CO_2	4,0 mm		
2% CO_2	7,5 mm	)	3,5 mm
3% CO_2	11,0 mm	)	3,5 mm
4% CO_2	14,0 mm	)	3,0 mm
6% CO_2	23,0 mm	)	9,0/2 mm

Analoges findet sich bei Fluothane, während für Aether kein linearer Zusammenhang gefunden werden konnte. Dies liegt wahrscheinlich daran, daß innerhalb des untersuchten Bereiches (0 bis 220 kHz) kein Absorptionsmaximum gefunden werden konnte. Eine genauere Untersuchung von Aceton und Aethylalkohol soll zu einem späteren Zeitpunkt durchgeführt werden, da der Zusammenhang einer Acidose des Blutes und dem Blutalkoholspiegel und der Ausscheidung dieser Stoffe über die Lunge einerseits sehr komplexer Natur und andererseits keineswegs abgeklärt ist.

4. Die Respirationskurven.

Für die klinische Anwendbarkeit des Gerätes soll der bekannte Apnoe-Versuch sprechen. Die in der Abbildung 13 wiedergegebenen Kurven zeigen deutlich normale Respirationskurven. Sie stimmen mit den Angaben anderer Autoren (16,20,27) überein. Der deutliche Anstieg des CO_2-Gehaltes innerhalb der ersten beiden Exspirationskurven nach 12 sec willkürlicher Apnoe entspricht voll den Erwartungen einer Hyperkapnie. Allerdings entspricht die Kurvenform nicht ganz den theoretischen Berechnungen. Das liegt indessen daran, daß am Ende der Exspiration der Ausstoß der Luft langsamer erfolgt und somit in die Apparatur nicht nur reine Exspirationsluft, sondern zuletzt Mischluft gelangt.

F. Vergleichende Betrachtung.

Es soll hier der Versuch unternommen werden, die hier dargestellte neue Methodik mit den in der Klinik bisher verwandten Geräten zu vergleichen. Es folgt in diesem Rahmen naturgemäß nur ein Vergleich mit den Geräten, die auf physikalischen Prinzipien beruhen, und nicht mit Geräten, die chemische oder physikalisch-chemische Eigenarten der Gaskomponenten ausnutzen.

1. Wärmeleitfähigkeit.

Auf der unterschiedlichen Wärmeleitfähigkeit beruhen folgende von der Industrie gelieferten Geräte: "Grundumsatzgerät" (Fa. Hartmann & Braun); "Diaferometer" (Fa. Kipp & Zonen, Holland) "Pulmo-Analyser" (Fa. E. Jäger); "Pulmograph" (Fa. Dargatz). Diese Geräte weisen eine hohe Genauigkeit auf und sind zu Grundumsatzbestimmungen und integrierenden Bestimmungen einzelner Gase bestens geeignet. Sie haben aber eine Einstellzeit von 10 bis 15 sec. Daraus folgt, daß mit ihnen eine Registrierung in einer zeitlichen Auflösung pro Atemzug, also in der Größenordnung von Zehntelsekunden, schlechthin nicht möglich ist. Wurden auch verschiedene Methoden zur fortlaufenden Registirierung der Exspirationsluft pro Atemzug mit diesen Geräten angegeben (13, 20,21), so sind die gewonnenen Kurven immer differente Integrale mehrerer Atemzüge.

2. Magnetische Suszeptibilität.

Geräte, die auf der magnetischen Suszeptibilität beruhen, werden als "Magnos 5" (Fa. E. Jäger); und als "Oxytest" (Fa. Hartmann & Braun) angeboten. Mit diesen Geräten ist eine spezifische Ermittlung des O_2-Gehaltes von Gasen, nicht aber eine qualitativ-quantitative Erfassung anderer Gase, möglich, da nur O_2 die Eigenart hat, seine Viskosität im Magnetfeld zu ändern. Zudem weisen diese Geräte eine große Einstellzeit auf, sodaß ein Registrieren mit ausreichender zeitlicher Auflösung zur Untersuchung des Zeitganges des Gehaltes an Fremdgas nicht möglich ist.

3. Ultrarot-Absorption

Auf dem Prinzip der Ultrarotlicht-Absorption beruht das Gerät "Uras M" (Fa. Hartmann & Braun). Es ist speziell für Fragen der fortlaufenden Registrierung des CO_2-Gehaltes der Atemluft entwickelt worden. Es kann auch zur Bestimmung des H_2O-Dampf-Gehaltes benutzt werden, hat dabei jedoch den Nachteil, daß dazu die Vergleichs- und Analysenkammer ausgewechselt werden müssen, was eine erhebliche technische Komplizierung darstellt. Bei diesem Verfahren wird mit ungefiltertem Ultrarot eines Heizdrahtes gearbeitet. Da aber im Ultraroten sich die Extinktionsbanden anderer C-atom-haltiger Stoffe mit der des CO_2 überlappen (C. SCHÄFER, F. MATOSSI (33)), ist eine spezifische Bestimmung neben anderen C-atom-haltigen Gasen schwierig, wenn nicht grundsätzlich unmöglich. Dieses Verfahren ist also trotz seiner kurzen Einstellzeit (0,2 sec) nicht für das eingangs gestellte Problem, mehrere andere in der Exspirationsluft vorkommende drei- oder mehratomige Gase gleichzeitig fortlaufend zu registrieren, geeignet.

Als "Narkometer" (Fa. Hellige) arbeitet ein Narkoseüberwachungsgerät nach dem Prinzip der Ultrarot-Absorption mit gefilterten U-Rot-Strahlen. Es dient speziell der Bestimmung des Fluothane-Gehaltes bei Narkosen im geschlossenen System (vgl. H. ÖHMIG (36)). Wenn man hier auch versucht, durch Kombination mehrerer Geräte (36) die einzelnen Teilgase zu bestimmen, so ist dies immer mit einem relativ großen apparativen Aufwand und damit erhöhter Störanfälligkeit verbunden.
Bei dem hier vorgeschlagenen Apparat zur Bestimmung mehrerer mehratomiger Gase ist das Registrieren der einzelnen Größen durch Umschalten in einen anderen Frequenzbereich mit ein und derselben Meßkammer ohne Schwierigkeiten möglich. Wird ein gleichzeitiges Schreiben der einzelnen Komponenten nötig, so kann das Umschalten ein elektronischer Schalter übernehmen, der Sender, Empfänger und die zugehörigen Gleichspannungsverstärker in Millisekunden fortlaufend umschaltet und damit die gleichzeitige Registrierung mehrerer Teilgaskonzentrationen ermöglicht.

4. Massenspektrometer

Als "Multi-Breath-Gas-Analyser" (Fa. Beckmann, USA) findet vor allem in den USA ein Massenspektrometer für medizinische Fragen Anwendung. Mit dem Gerät können praktisch alle Gase, die klinisch, physiologisch, und pathologisch in der Lunge vorkommen, analysiert werden. Es wäre für das gestellte Problem voll anwendbar (Einstellzeit 0,2 sec). Das Gerät hat aber neben den relativ hohen Anschaffungskosten für die klinische Anwendung den Nachteil des großen apparativen Aufwandes. Das Prinzip ist in Deutschland überhaupt wenig bekannt, da sich in der einschlägigen deutschen medizinischen Literatur kein Hinweis auf seine Anwendung findet.

G. Zusammenfassung.

1. Einleitend wurde an Hand der Literatur in historisch chronologischer Folge die qualitativ-quantitative Analyse der Respirationsgase dargestellt.
2. Zur Lösung des Problems, mehrere drei- oder mehratomige Gase, die unter physiologischen, klinischen und pathologischen Bedingungen in der Respirationsluft vorkommen, quantitativ in großer zeitlicher Auflösung fortlaufend zu registrieren, wurde ein akustisches Meßverfahren gewählt. Es beruht auf der Tatsache, daß jedem reinen Gas eine bestimmte Schallgeschwindigkeit, ein bestimmter Schallabsorptionskoeffizient und eine Frequenz, bei der der Absorptionskoeffizient ein Maximum aufweist, zugeordnet ist.
3. Das zu untersuchende Respirationsgas wird zur qualitativ-quantitativen Registrierung über einen Kühler und Wasserdampf-Absorber der Meßkammer zugeführt, in der zwei $BaTiO_3$-Platten konzentrisch planparallel achsengerecht einander gegenüber angeordnet sind. Mittels eines HF-Generators wird in der Meßkammer mit der einen Platte ein stehendes Ultraschallfeld erzeugt, während die andere Platte den durch Vorgänge in der Kammer beeinflußten Schall wieder in HF verwandelt. Diese HF wird in dem beschriebenen HF-Meßverstärker in ein Gleichspannungspotential umgewandelt, was wiederum mittels eines Gleichspannungsverstärkers und elektromagnetischen Schreibsystems in die registrierten Kurven verwandelt wird.
4. Es werden einige registrierte Kurven und Eichkurven mit verschiedenen Gasen aufgezeigt und gedeutet. Die klinische Verwendbarkeit wird durch die CO_2-Respirationskurven und den Apnoe-Versuch demonstriert.
5. Bei der Deutung der Kurven zeigt sich, daß die Apparatur eine absolute Einstellzeit von 15 msec, eine relative von 0,2 bis 0,5 sec und eine Anzeigeverzögerung von 1,5 sec bei den verwandten Schlauchlängen hat. Die Kurvenform entspricht der anderer Autoren.

6. Zwischen der Gaskonzentration und den registrierten Amplituden konnte bei CO_2 und Fluothane ein linearer Zusammenhang gefunden werden, während für Aether eine nicht-lineare aber reproduzierbare Abhängigkeit gefunden wurde. (Für Aether konnte auch kein Absorptionsmaximum zwischen 60 und 220 kHz nachgewiesen werden.)
7. Bei einem theoretischen Vergleich mit anderen in der Klinik verwandten Geräten zeigt sich, daß die vorhandenen Geräte mit Ausnahme des Massenspektrometers für die Fragestellung nicht oder nur in sehr eingeschränktem Maße bei Kombination mehrerer Geräte anwendbar sind. Das beschriebene Verfahren ist daher für die gleichzeitige fortlaufende Registrierung mehrerer Teilgaskonzentrationen der Respirationsluft das Verfahren der Wahl und allen anderen Verfahren prinzipiell überlegen.
8. Über die fortlaufende Schreibung des N_2O-Gehaltes der Atemluft und die gleichzeitige Registrierung mehrerer Narkosegase wird gegenwärtig noch gearbeitet.

Literaturverzeichnis

1. J.A.BORELLI — De motu animalium
Rom 1680/81

2. J.BLACK — Dissertatio de humore acido
Edinburgh 1754 (zit. b. 37)

3. K.v.VIERORDT — Physiologie des Athmens
Karlsruhe 1845

4. J.HUTCHINSON — Von der Kapacität der Lungen ...
Braunschweig 1849

5. J.S.HALDANE — The Examination of Mine Air
London 1905

6. J.S.HALDANE, J.G.PRIESTLEY — "The regulation of the lungventilation"
J.Physiol. 32; 225 (1905)

7. M.P.FITZGERALD, J.S.HALDANE — "The normal alveolar pressure of carbonic acid in man."
J.Physiol. 32; 486 (1905)

8. R.HEIM — "Studien über die Kohlensäurespannung des venösen Blutes mittels des neuen tragbaren Gasinterferometers."
Zschr.Klin.Med. 78; 501 (1913)

9. A.V.HILL — "An electrical method (katharometer) for measuring the CO_2 in respired gases."
J.Physiol. 56; XX (1922)

10. H.W.KNIPPING — "Über die Kohlensäurespannung in der Alveolarluft."
Hoppe-Seyler's Zschr. 141; 1 (1924)

11. H.REIN — "Ein neues Verfahren zur fortlaufenden Registrierung des Gaswechsels von Menschen und Tieren aller Größe, von isolierten Geweben und Organen."
Naunyn-Schmiedeberg's Arch. 167; 96 (1932)

12. H.REIN — "Ein Gaswechselschreiber. Über Versuche zur fortlaufenden Registrierung des respiratorischen Gaswechels an Mensch und Tier."
Naunyn-Schmiedeberg's Arch. 171; 363 (1933)

13. F.GROSSE-BROCKHOFF, W.SCHÖDEL, A.HAPPEL — "Eine Apperatur zur Untersuchung der Veränderung der alveolären Exspirationsluft in der Ausatmungszeit."
Pflügers Arch. 238; 204 (1937)

14. H.REIN — "Magnetische O_2-Analyse in Gasgemischen" Pflügers Arch. 247; 576 (1944)

15. R.W.STACY, J.A.HUNTER, F.A.HITCHCOOK — "Mass-spectrometer for rapid, continuous analysis of respired gases." Federat.Proc. 7; 120 (1948)

16. R.C.FOWLER — "A rapid infrared gas-analyser." Scient.Instrum. 20; 175 (1949)

17. K.F.LUFT — "Über eine Methode der registrierenden Gasanalyse mit Hilfe der Absorption ultraroter Strahlen ohne spektrale Zerlegung." Zschr.techn.Phys. 24; 96 (1943)

18. A.FAULCONER, R.W.RIDLEY — "Continuous quantitative Analysis of mixtures of Oxygen, Nitrous Oxide and Ether with and without Nitrogen." Anesthesiology 11; 265 (1950)

19. W.D.KEIDEL — "Fortlaufende Registrierung des Kohlensäureprozentsatzes der Ausatemluft des Menschen mit akustischer Meßkammer' Abstr.of communication S. 507 (Montreal 1953)

20. C.G.LAMBIG, M.J.MORRISSEY — "Automatic method for collection of alveolar air." J.Physio. 107; 14 (1948)

21. H.G.CLAMAN — "The pneumatic refractometer" Instruments 26; (Sonderdruck)

22. R.W.Leonhard — "The absorption of sound in carbon dioxide." J.acust.Soc.Am. 14; 141 (1940)

23. E.F.FRICKE — "The absorption of sound in five tratomic gases." J.acust.Soc.Am. 12; 245 (1940)

24. L.BERGMANN — Der Ultraschall Stuttgart 1949 (5.Aufl.)

25. H.O.KNESER, V.O.KNUDSEN — "Einstellung der Schwingungsenergie in Sauerstoff und ihre Beeinflussung durch Fremdgase." Ann.Phys. 21; 682 (1934/35)

26. E.GROSSMANN — "Die Schallabsorption in Gasen mit hohen Frequenzen." Ann.Phys. 13; 681 (1932)

27. V.O.KNUDSEN, E.F.FRICKE — "The absorption of sound in CO_2, N_2O, COS and in CS_2, containing added impurities." J.acust.Soc.Am. 12; 255 (1940)

28. L.A.PETERMANN — "Producing motion with magnetostrictive and piezoelectric transducer." Electr.Manufact. Dez. 1955 (Sonderdruck)

29. W.GRUHLE — Elektronische Hilfsmittel des Physikers. 1960 Berlin

30. W.D.KEIDEL, F.HEINZEL — "Fortlaufende Registrierung des Kohlendioxydprozentsatzes der Ausatemluft des Menschen mit akustischer Meßkammer.' Zschr.Biol. 106; 159 (1953)

31. P.H.ROSSIER, A.BÜHLMANN, K.WIESINGER — Physiologie und Pathophysiologie der Atmung. 1956 Berlin

32. H.BARTELS, E.BÜCHERL, C.W.HERTZ G.RODEWALD, M.SCHWAB — Lungenfunktionsprüfungen. 1959 Berlin

33. Cl.SCHÄFER, F.MATOSSI — "Das Ultrarote Spektrum." (Physik in Einzeldarstellungen.) 1930 Berlin

34. F.BAYER, G.WAGNER — Gasanalyse, Methoden der Arbeitspraxis. 1960 Stuttgart 3.Aufl.

35. H.W.BANSI — "Fortlaufende Gasanalysen mittels eines auf physikalischen Prinzipien beruhenden Apperates." Dtsch.Med.Wschr. 59; 729 (1933)

36. H.OEHMIG — "Sichere Narkosen." Umschau 23; 730

37. K.E.ROTHSCHUH — Entwicklungsgeschichte physiologischer Probleme. 1952 Berlin

38. H.Rein, M.SCHNEIDER — Einführung in die Phasiologie des Menschen. 1956 (12.Aufl.) Berlin

39. A.F.HOLLEMANN, F.RICHTER — Lehrbuch der organischen Chemie 1941 Berlin (22. Aufl.)

40. G.SCHWARZENBERG — Allgemeine und Anorganische Chemie 1943 Leipzig (2. Aufl.)

41. K.DIEM u.a. — Documenta GEIGY, wisseschaftl. Tabellen 1960 Basel (6. Aufl.)

Die unter 31., 32., 34., 35., 38., 39., 40., und 41. verzeichneten Literaturstellen wurden zur Anfertigung der Arbeit verwandt, jedoch im Text nicht eigens angeführt.

Die Anregung zu dieser Arbeit verdanke ich
Herrn Prof. Dr. W. D. K e i d e l ,
der ihren Fortgang mit seinem Rat und seiner Hilfe begleitete.
Ihm und meinen übrigen akademischen Lehrern bleibe ich dankbar
verpflichtet.

L e b e n s l a u f

Am 9. Februar 1938 wurde ich, Diethard Gerhard Pfeiffer, Sohn des Prof. Dr. Gerhard Pfeiffer und seiner Ehefrau Elisabeth, geb. Bruch, zu Münster / Westf. geboren. Vom Herbst 1945 bis Sommer 1947 besuchte ich die Reutersbrunnen-Volksschule in Nürnberg. Im Herbst 1947 wechselte ich zum Humanistischen Gymnasium Fürth über. Von Dezember 1952 an besuchte ich das Melanchthon Gymnasium in Nürnberg, wo ich am 17. Juli 1957 das Zeugnis der Reife erhielt. Mein Studium der Medizin begann ich im Wintersemester 1957/58 an der Universität Erlangen-Nürnberg. Hier schloß ich im Sommer 1963 das Studium mit dem Staatsexamen ab.

GEDRUCKT BEI LUDWIG MÜLLER ERLANGEN